

## 3検出器型マルチピンホールSPECTシステムを用いた 画像再構成の基礎的検討

|     |   |
|-----|---|
| 著者  | 藤代 鷹平   |
| 出版者 | 法政大学大学院理工学研究科   |
| 雑誌名 | 法政大学大学院紀要．理工学・工学研究科編  |
| 巻   | 61  |
| ページ | 1-8   |
| 発行年 | 2020-03-24  |
| URL | <a href="http://doi.org/10.15002/00022904">http://doi.org/10.15002/00022904</a> |

# 3 検出器型マルチピンホール SPECT システム を用いた画像再構成の基礎的検討

FUNDAMENTAL STUDY OF IMAGE RECONSTRUCTION  
WITH A THREE-DETECTOR MULTI-PINHOLE SPECT SYSTEM

藤代 鷹平

Yohei FUJISHIRO

指導教員 尾川 浩一 教授

法政大学大学院理工学研究科応用情報工学専攻修士課程

A multi-pinhole SPECT system can acquire photons that enter a detector at many different angles, thus we can reconstruct the distribution of activities in an organ with a small number of rotations. Therefore, dynamic image reconstruction and short-time data acquisition are expected. The purpose of this study is to investigate the spatial resolution, the feasibility of short-time data acquisition, and the deconvolution by the response function of the detector with a triple head multi-pinhole SPECT system (GCA9300R).

**Key Words :** SPECT, multi-pinhole collimator, ML-EM, Monte Carlo simulation

## 1. はじめに

現代医療では、 $\gamma$ 線や X 線などの放射線を利用した画像診断技術として CT (Computed Tomography) が広く利用されている。CT とはコンピュータ断層撮影法の略称であり、放射線を用いて被検体内部の情報を取得し、その情報をもとに体内を画像化する手法である。

SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) は、画像診断技術 CT の 1 つで、被検体に RI (Radio Isotope) を構成元素にもつ放射性医薬品を投与し、被検体の体内から放出された  $\gamma$ 線を、コリメータを装着したガンマカメラを用いて検出し、体内の放射能分布を画像化することができる。この放射能分布から、血流量や代謝機能の情報を取得できるため、SPECT は脳血管障害や心疾患の診断に適している。また、SPECT 検査で用いられる放射性医薬品は生物学的半減期が短いため、被検体に注射した RI は一定時間後に体外に排出され、安全に検査を行うことができる。

SPECT 検査では、平行ホールコリメータを装着した回転型 SPECT システムやマルチピンホールコリメータを装着した静止型 SPECT システムが使用される。回転型 SPECT システムは、検出器を被検体のまわりで、10 分から 20 分ほど回転させることでデータ収集を行うため、様々な投影角度のデータを取得することができる。このデータ収集ではアーチファクトの少ない再構成画像が得られるが、全角度のデータを取得してから画像再構成を行うため、システム時間分解能が低い。したがって、

回転型 SPECT システムで、体内臓器の正確な時間放射能分布を求めることは難しい。一方で、静止型 SPECT システムは、あらかじめ複数の検出器を被検体にそって固定してデータ収集を行うため、システム時間分解能が高い。したがって、体内臓器の時間放射能分布を求めることが可能になり、SPECT を用いた新しい検査方法の登場が期待される。また、検出器を回転させる必要がないため、データ収集時間が短縮される可能性もある。しかし、唯一の欠点は、投影角度数が制限されることによって、再構成画像にアーチファクトや歪みが生じる可能性があることである。

現在、Canon Medical Systems から販売されている 3 検出器型 SPECT システム (GCA9300R) は平行ホールコリメータやファンビームコリメータを使用するが、マルチピンホールコリメータを装着してマルチピンホール SPECT システムとして使用する方法が提案された [1]-[3]。しかし、これまでの先行研究では、短時間データ収集の実現可能性や検出器の応答関数による逆畳み込みの効果についての検討は行われていない。そこで、本研究は、11 ピンホールコリメータを 3 検出器型 SPECT システム (GCA9300R) に取り付けたマルチピンホール SPECT システムの空間分解能の評価、短時間データ収集の原理実証、検出器の応答関数による逆畳み込みの実証を目的とする。

## 2. 研究方法

### (1) マルチピンホール SPECT システム

図 1 に先行研究で提案された 3 検出器型マルチピンホール SPECT システムを示す. マルチピンホールコリメータを装着することで, 多方向から検出器へと進入する  $\gamma$  線を検出することが可能となる.

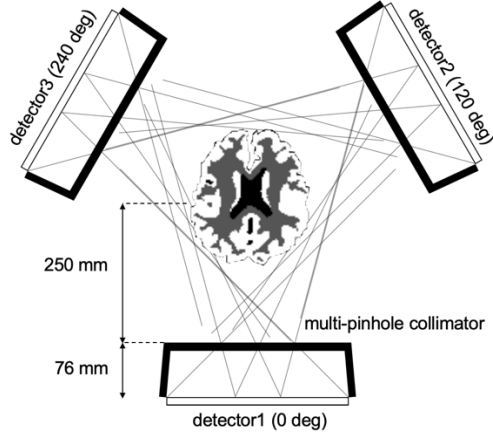


図 1 3 検出器型マルチピンホール SPECT システム.

以下の図 2 に, 3 検出器型 SPECT システムに装着したマルチピンホールコリメータを示す. ピンホール数は 11, 開口角は  $\pm 24$  度, コリメータ厚は 10 mm である. 各ピンホールの中心軸は, 回転半径を 250 mm とした時に物体中心と交わる. 検出器サイズは  $256 \times 512$  [pixels] (ピクセルサイズは  $0.8 \times 0.8$  [mm<sup>2</sup>]), 検出器のエネルギー分解能は 10%FWHM @140 keV とした.

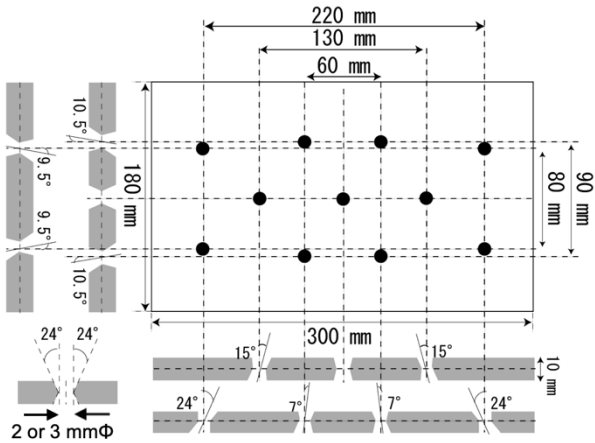


図 2 マルチピンホールコリメータ. ピンホール数は 11, 開口角は  $\pm 24$  度, コリメータ厚は 10 mm である.

### (2) 画像再構成手法

#### a) ML-EM 法

本研究では, 様々な補正の組み込みが容易な, ML-EM (Maximum Likelihood-Expectation Maximization) 法を用いて画像再構成を行なった[4]. ML-EM 法は, 検出光子数がポアソン分布に従い, そのときの尤度が

最大となるように画像再構成する手法である. ML-EM 法の逐次更新式を以下に示す. 各記号の定義は, 以下の表 1 に示す.

$$n_j^{k+1} = \frac{n_j^k}{\sum_{i=0}^{I-1} a_{ij}} \sum_{i=0}^{I-1} \frac{y_i a_{ij}}{q_i^k} \quad (1)$$

$$q_i^k = \sum_{j=0}^{J-1} a_{ij} n_j^k \quad (2)$$

表 1 ML-EM 法の逐次近似式の記号定義.

|          |                                      |
|----------|--------------------------------------|
| $n_j^k$  | 繰り返し回数 $k$ における画素番号 $j$ の画素値         |
| $k$      | 繰り返し回数 ( $k$ は 0 以上の整数)              |
| $j$      | 再構成画像の画素番号                           |
| $J$      | 再構成画像の画素数                            |
| $i$      | 検出器の番号                               |
| $I$      | 検出器数                                 |
| $a_{ij}$ | 画素番号 $j$ から放出された光子が検出器番号 $i$ に到達する割合 |
| $y_i$    | 検出器番号 $i$ の実測投影データ                   |
| $q_i^k$  | 繰り返し回数 $k$ における検出器番号 $i$ の推定投影データ    |

### (3) 補正方法

#### a) 吸収補正

被検体内から放出された  $\gamma$  線は, 全エネルギーを軌道電子に与え消滅する光電効果と呼ばれる相互作用を起こす. すなわち, SPECT システムで取得した実測投影データは光電効果による吸収の影響を受けており, 吸収を考慮した画像再構成アルゴリズムを使用する必要がある. 投影経路上の画素番号を  $j'$ , その画素数を  $J'$ , 画素番号  $j'$  の吸収係数を  $\mu_{j'}$ , ピクセルサイズを  $\Delta l$  とすると, 吸収の影響を組み込んだ ML-EM 法の推定投影データ  $q_i^k$  の計算式は以下になる.

$$q_i^k = \sum_{j=0}^{J-1} a_{ij} n_j^k \exp \left( - \sum_{j'=0}^{J'-1} \mu_{j'} \Delta l \right) \quad (3)$$

#### b) 散乱線補正

被検体内から放出された  $\gamma$  線は, 媒質内部でコンプトン散乱と呼ばれる相互作用を起こし, 再構成画像の定量性の低下の原因となる. コンプトン散乱を起こした  $\gamma$  線は, 進行方向とエネルギーを変えて検出されるが, SPECT で使用されるシンチレーション検出器のエネルギー分解能は 10%FWHM@140keV 程度であり, 検出された  $\gamma$  線のエネルギーから散乱線であるかどうか判断することはできない. そこで, TEW (Triple Energy Window) 法を用いて散乱線補正を行なった[5]. TEW 法は, 光電ピークエネ

ルギーを中心としたメインウィンドウとメインウィンドウの左右のサブウィンドウの 3 つのエネルギーウィンドウを各検出器 pixel ごとに用意する。そして、サブウィンドウのカウント値から散乱線成分を台形面積として計算して、メインウィンドウのカウント値からその値を引き算することで散乱線を除去する。以下の図 3 に、光電ピークが単一の各種での TEW 法の概念図を示す。光電ピークが単一の核種の場合、メインウィンドウ右側のサブウィンドウのカウント値は、非常に少ないため無視することができる。

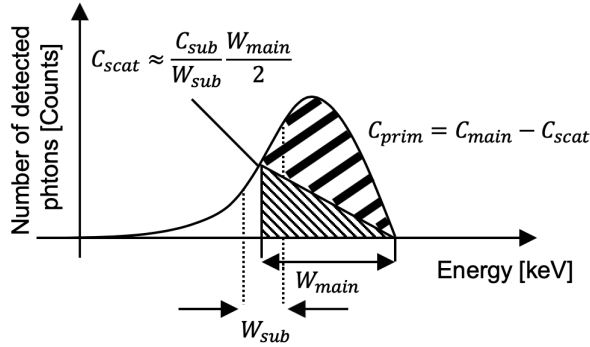


図 3 光電ピークが単一の核種での TEW 法の概念図。 $W_{main}, W_{sub}$  は、それぞれメインウィンドウとサブウィンドウのウィンドウ幅 [keV] を表している。 $C_{main}, C_{sub}$  は、それぞれメインウィンドウとサブウィンドウのカウント値 [counts] を表している。この場合、散乱線成分  $C_{scat}$  は三角形の面積で近似されるので、 $C_{scat} \approx \frac{C_{sub} W_{main}}{W_{sub} 2}$  となる。よって、散乱線除去後のカウント値は  $C_{prim} = C_{main} - C_{scat}$  となる。

したがって、光電ピークが単一の核種での散乱線成分  $C_{scat}$  は、

$$C_{scat} \approx \frac{C_{sub} W_{main}}{W_{sub} 2} \quad (4)$$

で表され、散乱線除去後のカウント値  $C_{prim}$  は、

$$C_{prim} = C_{main} - C_{scat} \quad (5)$$

となる。本研究では、光電ピークが 140 [keV] の核種を想定しており、検出器のエネルギー分解能は 10%FWHM@140 [keV]であるから、 $140 \text{ keV} \pm 10\%$  をメインウィンドウ、 $126 \text{ keV} \pm 5\%$  をサブウィンドウとした。

#### c) 感度補正

ピンホールコリメータを用いたデータ収集では、各検出器からピンホール開口を見込む立体角が異なる。この立体角の違いは、ML-EM 法の検出確率  $a_{ij}$  には考慮されていないため、ピンホールの開口径、傾きなどによって感度不均一が生じる。これを補正するために、極薄の面

線源を用いた感度補正を行った。以下の図 4 のように、ピンホールコリメータの表面に極薄の面線源を設置して光子輸送計算を行うことで感度マップを作成し、感度補正を行なった[6]。

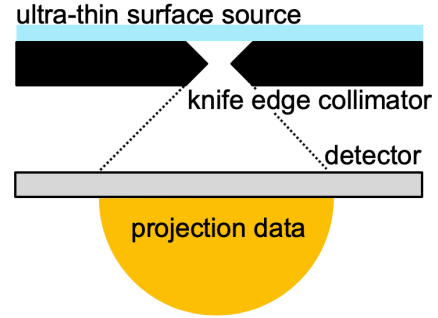


図 4 極薄面線源を用いた感度マップの作成の概念図。極薄面線源から大量の光子を放出して投影データを計算する。カウント値が高い検出器は感度が高く、カウント値が低い検出器は感度が低い。この投影データを最大値で正規化して、逆数をとることで感度マップを作成した。

#### d) 開口補正

ピンホールコリメータを用いた  $\gamma$  線の検出では、ピンホール開口を通る無数の投影線経路が存在しており、ML-EM 法の検出確率  $a_{ij}$  を正確に計算することは難しい。そのため、開口補正方法の 1 つである 7 rays 法を用いて、検出確率  $a_{ij}$  を近似的に求めた[7]。7 rays 法は、各検出器からピンホールへ 7 本の投影線を伸ばす。以下の図 5 に、各検出器から伸ばした 7 本の投影線の通過位置を示す。

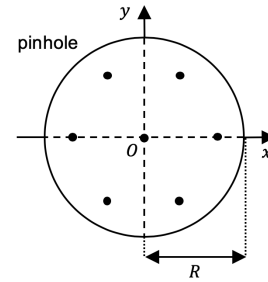


図 5 各検出器から伸ばした 7 本の投影線の通過位置。

以下の表 2 に、7 本の投影線の通過位置と重み係数を示す。

表 2 7 本の投影線の通過位置と重み係数。

| 座標 (x,y)   | 重み            |
|--|---------------|
| (0,0)  | $\frac{1}{4}$ |
| $\left(\pm \sqrt{\frac{2}{3}}R, 0\right), \left(\pm \sqrt{\frac{1}{6}}R, \pm \sqrt{\frac{1}{6}}R\right)$ | $\frac{1}{8}$ |

### e) 検出器のサンプル点補間

ピンホールコリメータを用いた画像再構成では、無数の投影経路を 7 つの投影経路として近似的に計算している。そのため、各検出器から伸ばした投影線の間隔が再構成画像空間における 1 画素より大きいと、検出確率  $a_{ij}$  が計算できない画素が生じるため、アーチファクトを生じる場合がある。それを防ぐために、検出器のサンプル点補間を行なった。ただし、補間前と補間後の同一座標の値は変化しないようにした。以下の図 6 にサンプル点補間の概念図を示す。  $d_{i,j}^k, d_{i,j+1}^k$  は、それぞれ補間前の画素値、補間後の画素値、  $i, j$  は画素のインデックスを示している。

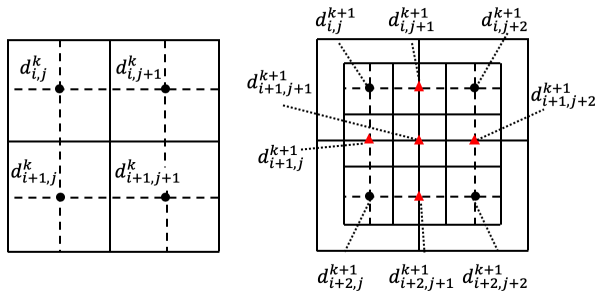


図 6 サンプル点補間の概念図。

このとき、補間後の画素値  $d_{i,j}^{k+1}, d_{i,j+1}^{k+1}, d_{i+1,j}^{k+1}, d_{i+1,j+1}^{k+1}$  は、以下の式で計算した。

$$\begin{aligned} d_{i,j}^{k+1} &= d_{i,j}^k \\ d_{i,j+1}^{k+1} &= \frac{d_{i,j}^k + d_{i,j+1}^k}{2} \\ d_{i+1,j}^{k+1} &= \frac{d_{i,j}^k + d_{i+1,j}^k}{2} \\ d_{i+1,j+1}^{k+1} &= \frac{d_{i,j}^k + d_{i,j+1}^k + d_{i+1,j}^k + d_{i+1,j+1}^k}{4} \end{aligned} \quad (6)$$

## 3. シミュレーション方法

### (1) 空間分解能の評価

マルチピンホール SPECT システムの空間分解能を定量的に評価するために、ホットロッドファントムを用いてシミュレーションを行った。ホットロッドファントムは、SPECT や PET の空間分解能を評価するために用いられるファントムで、Activity が直径 2, 4, 6, 8, 10, 12 mmφ の円柱で構成されている。このホットロッドファントムを画像再構成することで、再構成可能な円柱の直径や再構成された円柱の形状がわかる。したがって、空間分解能や再構成空間に生じた歪みを議論することができるため、空間分解能の評価に適切なファントムである。以下の図 7 にホットロッドファントムの Activity Map と  $\mu$  Map を示す。

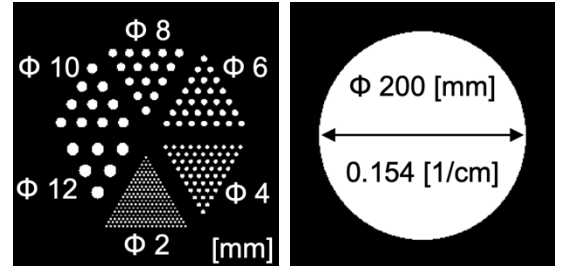


図 7 ホットロッドファントムの Activity Map と  $\mu$  Map. 画像サイズは  $256 \times 256 \times 256$  [voxels] (ボクセルサイズは  $1.0 \times 1.0 \times 1.0$  [mm<sup>3</sup>]). 放出光子数は、全ボクセルで一様である。媒質は、直径 200 [mmφ] の水円柱である。

このシミュレーションでは、データ収集時間を 3 分とした。以下の表 3 は、ホットロッドファントムを用いたシミュレーション条件を示している。

表 3 ホットロッドファントムを用いたシミュレーション条件。

|         |                            |
|---------|----------------------------|
| 放出光子数   | 667 kcounts/(min. ・ voxel) |
| ピンホール径  | 2 または 3 mmφ                |
| 検出器角度位置 | 3 (静止型収集), 6 (準静止収集)       |
| 固有空間分解能 | 2 mm FWHM                  |
| 画像再構成手法 | ML-EM 法                    |
| 反復回数    | 100 回                      |
| 補正      | 感度, 吸収, 散乱線, 開口            |

### (2) 短時間データ収集の原理実証

マルチピンホール SPECT システムを用いた短時間データ収集の原理実証を行うために、3-D 脳ファントムを用いてシミュレーションを行なった。以下の図 8 に脳ファントムを示す。脳ファントムは、Activity が白質と灰白質で構成されており、媒質は水とカルシウムとした。

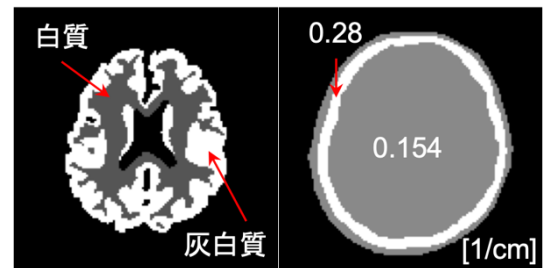


図 8 脳ファントムの Activity Map と  $\mu$  Map. 画像サイズは  $128 \times 128 \times 128$  [voxels] (ボクセルサイズは  $1.7 \times 1.7 \times 1.7$  [mm<sup>3</sup>]). 放出光子数は、白質:灰白質 = 1 : 3 である。媒質は水 (0.154) とカルシウム (0.28) とした。

このシミュレーションでは、データ収集時間を 3, 4 分とした。以下の表 4 は、脳ファントムを用いたシミュレーション条件を示している。

表 4 脳ファントムを用いたシミュレーション条件.

|         |  |
|---------|--|
| 放出光子数   | 白質: 50k, 灰白質 150k<br>counts/(min. · voxel) |
| ピンホール径  | 2 or 3 mm $\phi$                           |
| 検出器角度位置 | 3 (静止型収集), 6 (準静止収集)                       |
| 固有空間分解能 | 2 mm FWHM                                  |
| 画像再構成手法 | ML-EM 法                                    |
| 反復回数    | 100 回                                      |
| 補正      | 感度, 吸収, 散乱線, 開口                            |

### (3) 検出器の応答関数による逆畳み込み

マルチピンホール SPECT システムは, 検出器固有空間分解能やピンホール開口による影響で, 再構成画像の画質が大幅に低下する. この影響を補正するために, 検出器の応答関数による逆畳み込みを行なった. 本シミュレーションでは, シミュレーション条件 (2) の脳ファントムを用いて, 準静止収集で 80 分のデータ収集を行なった. ただし, 検出器の固有空間分解能を 4 mm FWHM, ピンホール径を 5 mm $\phi$  とした.

## 4. シミュレーション結果

### (1) 空間分解能の評価

ホットロッドファントムの再構成画像を以下の図 9, 図 10 に示す. 参考画像として, 原画像とパラレルホール SPECT システムによる再構成画像を以下の図 11 に示す.

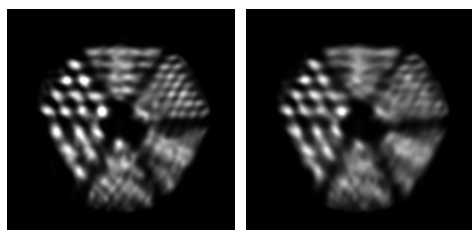


図 9 静止型収集再構成画像. 左はピンホール径 2 mm $\phi$ , 右はピンホール径 3 mm $\phi$  である. 検出器配置方向へ円柱の形状が大きく歪んだ.

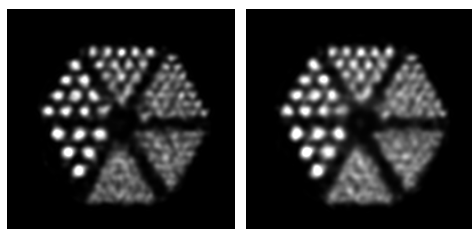


図 10 準静止型収集再構成画像. 左はピンホール径 2 mm $\phi$ , 右はピンホール径 3 mm $\phi$  である. 物体深部に位置する 8, 10 mm $\phi$  円柱を除いて, 8, 10, 12 mm $\phi$  の円柱を再構成できた.

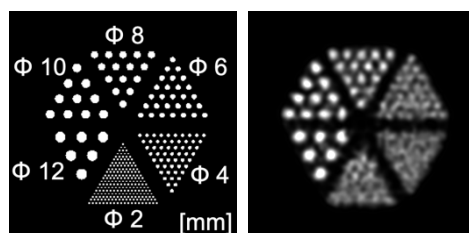


図 11 原画像とパラレルホール SPECT 再構成画像. 左は原画像, 右はパラレルホール SPECT 再構成画像である. パラレルホール SPECT は, 8, 10, 12 mm $\phi$  の円柱を再構成できた.

### (2) 短時間データ収集の原理実証

#### a) 再構成画像

データ収集時間 3, 4 分における, 脳ファントムの再構成画像を以下の図に示す. 参考画像として, 原画像とパラレルホール SPECT システムによる再構成画像も載せている. 静止型データ収集では, 再構成画像に歪みとボケが生じたが, 準静止型データ収集では, ボケのみが生じた.

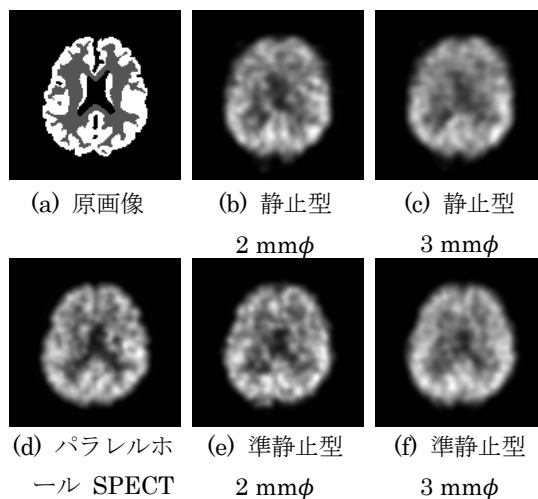


図 12 データ収集時間 3 分の再構成画像 (#64).

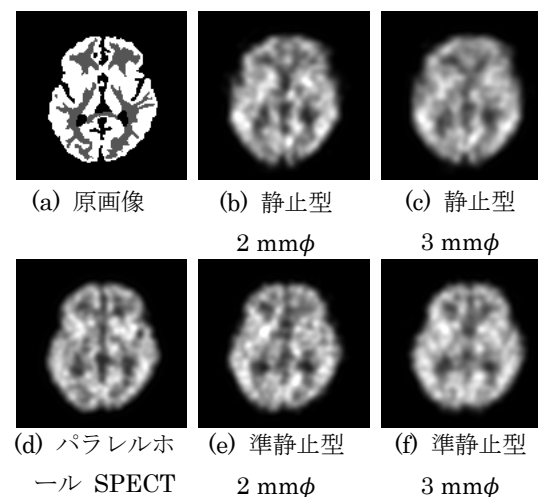


図 13 データ収集時間 3 分の再構成画像 (#72).



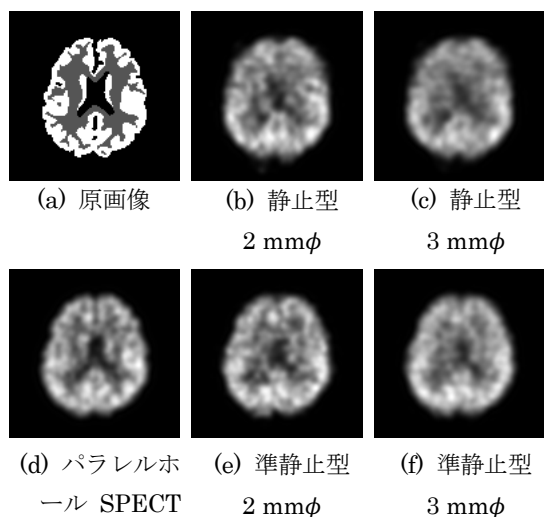


図 14 データ収集時間 4 分の再構成画像 (#64).

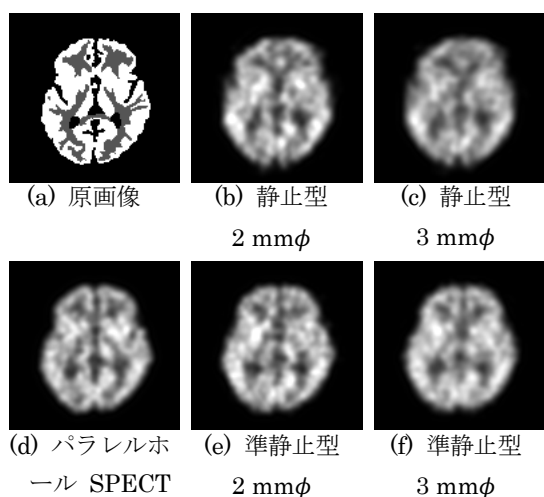


図 15 データ収集時間 4 分の再構成画像 (#72).

## b) コントラスト比

脳ファントム再構成画像の定量性を評価するために、再構成画像のコントラスト比を計算した。以下の図 16 に、コントラスト比の計算に使用した関心領域 (ROI) を示す。ROI のサイズは  $5 \times 5$  pixels で、各スライス画像の白質と灰白質に 2 つの ROI を設定した。コントラストの計算は、白質の ROI の平均値が 1 となるように灰白質の ROI を規格化した。

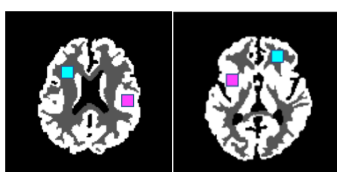


図 16 コントラスト計算に使用した ROI.

以下の図 17 に、再構成画像のコントラスト比を示す。コントラスト比の点では、パラレルホール SPECT システムとマルチピンホール SPECT システムの優劣をつけることはできなかった。また、スライス番号 #64 と比較

して、スライス番号 #72 はコントラストが良いことがわかる。

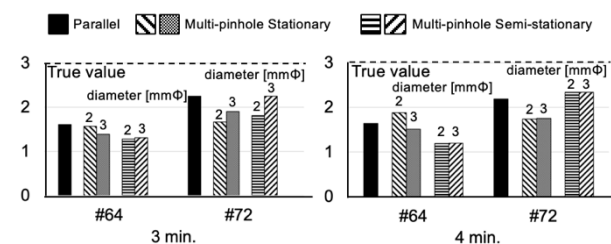


図 17 短時間データ収集再構成画像のコントラスト比.

左はデータ収集時間 3 min., 右はデータ収集時間 4 min. のコントラスト比である。Parallel はパラレルホール SPECT システム再構成画像, Multi-pinhole はマルチピンホール SPECT システム再構成画像を示している。Stationary は静止型収集, Semi-stationary は準静止型収集である。白質の ROI の平均値で規格化した灰白質の ROI の平均値を示した。

## c) 検出光子数の比較

以下の図 18 に、データ収集時間 3, 4 分における各データ収集方式の検出光子数を示す。ピンホール径 3 mmΦ のマルチピンホール SPECT システムを用いた静止収集, 準静止収集, パラレルホール SPECT システムを用いた高速回転収集, ピンホール径 2 mmΦ のマルチピンホール SPECT システムを用いた静止収集, 準静止収集の順に感度が低くなった。

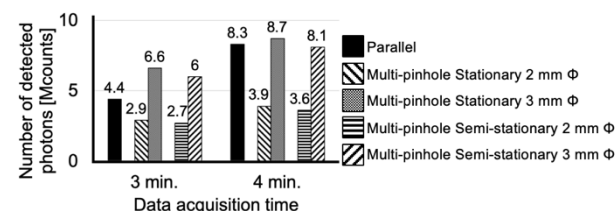


図 18 データ収集時間 3, 4 分における各データ収集方式の検出光子数.

### (3) 検出器の応答関数による逆畳み込み

#### a) 再構成画像

原画像、逆畳み込み前の再構成画像、逆畳み込み後の再構成画像を以下の図 19 に示す。再構成画像は、原画像との平均二乗誤差が最小になるようにスケーリングを行なった。SSIM, PSNR についても値は増加しており、再構成画像の画質が改善したことがわかる。

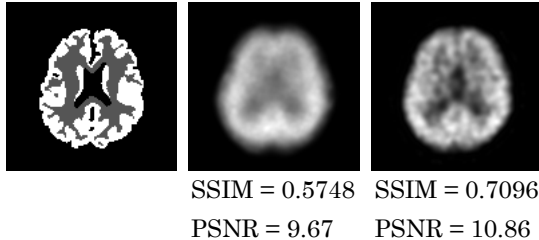


図 19 (左) 原画像, (中央) 逆畳み込み前の再構成画像, (右) 逆畳み込み後の再構成画像。

#### b) 再構成画像のプロファイル

以下の図 20 に、原画像と逆畳み込み前の再構成画像のプロファイルを、図 21 に、原画像と逆畳み込み後の再構成画像のプロファイルを示す。

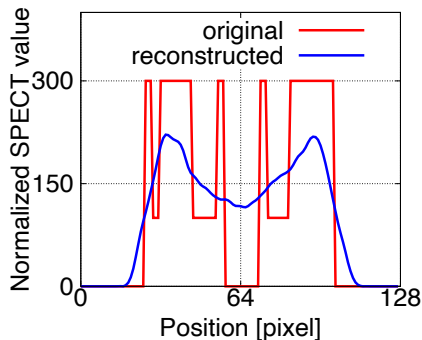


図 20 原画像と逆畳み込み前の再構成画像のプロファイル。逆畳み込み前の再構成画像は、カウント値 300 の部分の原画像の特徴が失われていることがわかる。

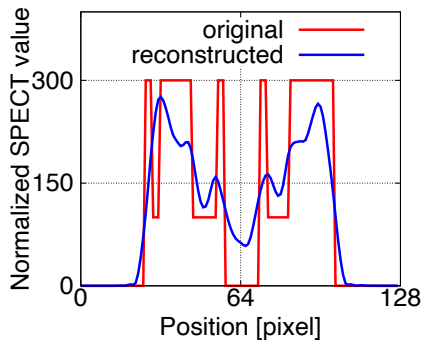


図 21 原画像と逆畳み込み後の再構成画像のプロファイル。逆畳み込み後の再構成画像は、カウント値 300 の部分の原画像の特徴が回復し、物体中央部分の特徴も一部回復した。

逆畳み込み前の再構成画像は、原画像の特徴がほとんど失われていたが、逆畳み込み後の再構成画像は、原画像の特徴がある程度回復した。

## 5. 考察

### a) マルチピンホール SPECT システムの空間分解能についての考察

静止型 SPECT による再構成画像を見ると、ホットロッドファントムの円柱の形状が検出器配置方向へ歪んだ。これは、静止型 SPECT システムの検出器角度位置の欠損による影響であると考ええる。静止型 SPECT は、3 検出器が 0, 120, 240 度の位置に配置されており、60, 180, 300 度の位置の投影データが欠損しているために、歪みが生じたと考える。

一方で、準静止型 SPECT による再構成画像を見ると、物体深部に位置する円柱がうまく再構成できていないように見える。これは、ピンホールコリメータを用いた吸収補正計算が機能していないことが原因であると考ええる。ピンホールコリメータを用いた光線追跡は、7 rays 法により近似的に計算している。しかし、実際の光線経路は 7 本とは限らない。すなわち、7 rays 法による近似計算が破綻したと考える。物体側面部分に比べて物体深部の吸収補正が上手くいかなかったのは、物体側面部分は近接する検出器から伸ばした投影線の間隔が密であるが、物体深部はどの検出器から投影線を伸ばしても中間的な距離にあり、投影線の間隔が疎となってしまったことが原因であると考ええる。

これらの問題を解決する方法は、2 つ考えられる。1 つ目は、正確な検出確率行列をあらかじめ計算しておくことである。光子の経路は無数にあるため、外部ストレージなどに一度保存しておく必要があるが、一度計算してしまえば、逐次計算の際には行列の積を計算すればいいので、計算時間が短くなる可能性もある。2 つ目は、検出器の応答関数による逆畳み込みを行うことである。これを行えば、ピンホール径を無限小として投影線 1 本で画像再構成を行うことができるからである。

### b) 短時間データ収集の原理実証の考察

3 検出器型マルチピンホール SPECT システムを用いた短時間データ収集の原理実証を行うために、脳ファントムを用いたシミュレーションを行なった。その結果、静止型データ収集では、定量性の悪化につながる歪みが生じ、空間分解能が低い再構成画像が得られた。よって、検出器の回転を行わない静止型データ収集で短時間データ収集を行うためには、歪みを軽減し空間分解能あげるような補正が必要であると考ええる。一方で、準静止データ収集では、歪みはほとんどないので空間分解能をあげるような補正を行えば、有用であると考ええる。

そして、空間分解能の低下の原因は、3 検出器型マルチ



ピンホール SPECT システムのジオメトリであると考ええる。3 検出器型マルチピンホール SPECT システムは、回転半径が 25 cm, 検出器コリメータ間距離を 7.6 cm としているため投影像が縮小されることになる。これが、空間分解能の低下をもたらしたと考える。

#### c) 検出器の応答関数による逆畳み込みの考察

はじめに、逆畳み込み前の再構成画像について考察を述べる。逆畳み込み前の再構成画像は、原画像の特徴が失われていた。これは、ピンホール開口と検出器固有空間分解能が原因であると考ええる。逆畳み込み前の投影データは、円柱関数とガウス関数の 2 つの関数で畳み込まれており、これが原因で空間分解能が落ちたと考える。

次に、逆畳み込み後の再構成画像について考察を述べる。逆畳み込み後の再構成画像は、逆畳み込み前に失われていたカウント値 300 の位置の特徴がほぼ回復した。これは、11 ピンホールコリメータの中央のピンホールの一次近似的な点拡がり関数でも逆畳み込みにより大幅な画質改善が見込めると考える。よって、ピンホールごとの点拡がり関数を推定して逆畳み込みを行えばさらなる画質の改善が見込めるのではないかと考える。

## 6. 結論

本研究では、マルチピンホール SPECT システムによる画像再構成の基礎的検討を行なった。その結果、静止型マルチピンホール SPECT システムは  $\Phi$  10 mm 以上の空間分解能で、歪みも生じた。よって臨床で静止型マルチピンホール SPECT システムを使用するためには、歪み補正を行う必要があり、現時点で短時間データ収集も難しい。そして、準静止型マルチピンホール SPECT システムは  $\Phi$  8 mm 程度の空間分解能であったため、一般的な SPECT システムと同程度の空間分解能を持っていることがわかった。また、空間分解能補正を行えば短時間データ収集に対しても有用で、臨床使用できる可能性が示された。最後に、検出器の応答関数による逆畳み込みは再構成画像の画質を大幅に向上させることがわかった。

## 7. 謝辞

本研究を進めるにあたり、ご指導いただきました尾川浩一教授、実験で協力していただきましたキャノンメディカルシステムズ株式会社の本村信篤氏、多くのアドバイスをいただきました村田一心氏、大学院生活をサポートしてくださった両親、苦楽を共にした SPECT 班の劉赫氏、馬場俊弥氏、大越迪氏ならびに尾川研究室の皆様に感謝いたします。

## 参考文献

- 1) Y. Ichimura and K. Ogawa. Simulation study of a pinhole SPECT system with a triple head gamma camera. In 2014 IEEE NSS/MIC, pages 1-4, Nov 2014.
- 2) H. Kubota, Y. Hemuki, N. Motomura, and K. Ogawa. Multi-Pinhole SPECT system with a triple head gamma camera. In 2016 IEEE NSS/MIC, pages 1-3, 2016.
- 3) H. Kubota, N. Motomura, and K. Ogawa. Simulation Study on a Stationary SPECT system With Multi-pinhole Collimators. In 2017 IEEE NSS/MIC, pages 1-3, 2017.
- 4) L. A. Shepp and Y. Vardi. Maximum Likelihood Reconstruction for Emission Tomography. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1(2): 113-112, Oct. 1982.
- 5) K. Ogawa, Y. Harata, T. Ichihara, A. Kubo, and S. Hashimoto. A practical method for position-dependent Compton-scatter correction in single photon emission CT. IEEE Transactions on Medical Imaging, 10(3):408-412, Sep. 1991.
- 6) F. P. Jansen, L. Tsukerman, L. Volokh, I. Blevis, J. W. Hugg, and J. Bouhnik. Uniformity correction using non-uniform floods. In IEEE NSS/MIC, pages 2314-2318, Oct. 2010.
- 7) A. Andreyev, M. Defrise, and C. Vanhove. Pinhole SPECT Reconstruction Using Blobs and Resolution Recovery. IEEE Transactions on Nuclear Science, 53(5):2719-2728, Oct. 2006.